

مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم بدن در پایان راه رفتن ارادی، نیمه ارادی و غیرارادی مردان جوان سالم

چکیده

بهروز تیموریان^۱، حیدر صادقی^{۱*}،
محمد شریعت‌زاده جنیدی^۲

دوبافت: ۱۳۹۴/۲/۱۳ پذیرش: ۱۳۹۴/۴/۱۵

هدف: هدف از انجام مطالعه حاضر مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم بدن در پایان راه رفتن ارادی، نیمه ارادی و غیرارادی مردان جوان سالم بود.

روش‌ها: در این تحقیق ۱۲ مرد سالم شرکت نمودند و آزمودنی‌ها پایان راه رفتن را در سه الگوی مختلف اجرا کردند. با استفاده از دستگاه آنالیز حرکت و صفحه نیروسنج، متغیرهای نقطه اوج نیروها در دو جهت قدامی-خلفی و عمودی در هر دو اندام، زمان رسیدن تا نقاط اوج و میانگین نیروهایی که هر اندام در هر دو جهت به زمین وارد می‌کند، میزان جابجایی مرکز فشار در دو جهت داخلی خارجی و قدامی خلفی برای هر اندام و مرکز فشار کل و همچنین جابجایی مرکز جرم در هر سه صفحه حرکتی مورد محاسبه قرار گرفتند. برای تحلیل آماری از آزمون اندازه‌گیری تکرارهای مکرر در سطح معناداری $p \leq 0.05$ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج تفاوت معناداری در متغیرهای نیروی اوج قدامی-خلفی اندام پیشرو، زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی اندام پیشرو، میانگین نیروهای قدامی-خلفی اندام پیشرو، نیروی اوج قدامی-خلفی اندام دنباله‌رو، نیروی عمق اندام پیشرو، جابجایی مرکز فشار اندام پیشرو در جهت داخلی-خارجی و جابجایی عمودی مرکز جرم، بین الگوهای مختلف پایان راه رفتن را نشان داد ($p \leq 0.05$).

نتیجه‌گیری: احتمال افتادن یا برخورد منجر به آسیب در حال راه رفتن، موقعی که یک توقف غیرمنتظره مورد نیاز باشد، افزایش می‌یابد، از این رو هماهنگی بیشتری بین سیستم عصبی-عضلانی نیاز است.

کلید واژگان: پایان راه رفتن، غیرارادی، کینماتیک، کینتیک

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی،
دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه
خوارزمی، تهران، ایران.
تلفن: ۰۹۱۲۲۴۵۳۱۷۵

Email: sadeghih@yahoo.com

مقدمه

شروع دوره انتقال از راه رفتن تکراری (Steady State Gait) به توقف کامل (ایستادن) تعریف کرده‌اند (۲). پایان راه رفتن عملی است که در زندگی روزمره و فعالیت‌های ورزشی اغلب به‌کاربرده می‌شود و کنترل تعادل را به چالش می‌کشد؛ از این رو سیستم عصبی بدن برای تغییر حالت بدن از حالت دینامیک به استاتیک، به‌طور مؤثری به فعالیت واداشته می‌شود (۳).
از دیدگاه بیومکانیکی تمایز بین راه رفتن و ایستادن آسان نیست و

بر اساس مستندات علمی، دو پیش‌نیاز اساسی راه رفتن، حفظ پیشروی و حفظ تعادل برای جلوگیری از افتادن می‌باشد (۱). تعادل در راه رفتن ممکن است در شروع راه رفتن، در حفظ پیشرفت به سمت جلو یا عقب و یا در پایان راه رفتن مختل شود (۱). Jian و همکاران، پایان راه رفتن (Gait Termination) را به‌عنوان

فعالیت‌های روزانه شاهد آن هستیم، حرکاتی چون پلک زدن، حرکات خودبه‌خودی چشمان، جویدن، خمیازه کشیدن، راه رفتن و ... این گروه از حرکات می‌توانند خودشان آغاز شوند و یا بدون آنکه وارد سطح هوشیار شوند به اجرا درآیند. همچنین انجام حرکت به‌صورت ناخودآگاه که همراه با فراخوانی الگوهای کنترلی جبرانی می‌باشد، به‌عنوان حرکت غیرارادی (Involuntary Movement) در نظر گرفته می‌شود (۷،۸). در این زمینه Jaeger و Vanitchatchavan نشان دادند که توقف ارادی تقریباً به ۰/۵ ثانیه زمان بیشتر از توقف نیمه ارادی (توقفی که بعد از ارائه‌ی یک محرک جهت توقف، انجام می‌شود) نیاز دارد و در نتیجه زمان بیشتری برای قرار دادن پا مورد نیاز است (۵). همچنین Hase و Stein نشان دادند که در توقف نیمه ارادی، با محرک ارائه‌شده در یک‌زمان بحرانی در چرخه راه رفتن، گاهی اوقات یک‌قدم سریع اما کوتاه به سمت جلو مشاهده می‌شود، به‌طوری‌که بیش از یک اما کمتر از دو قدم کامل برای پایان راه رفتن مورد نیاز است (۴).

از آنجایی‌که توانایی توقف کردن قبل از رسیدن به یک شیء، یا قبل از چیزی که به سمت فرد می‌آید، برای ایمنی فرد بسیار مهم است، از این‌روست که تعادل باید از طریق باقی ماندن مرکز جرم بدن درون سطح حمایت تشکیل‌شده توسط پاها، حفظ شود (۹-۱۱). با توجه به اهمیت موضوع پایان راه رفتن و چالشی که برای سیستم کنترل پاسچر مخصوصاً در توقف‌های ناگهانی به وجود می‌آید و مطالعات معدودی که الگوی‌های ارادی، نیمه ارادی و یا غیرارادی را مورد مطالعه و مقایسه قرار داده‌اند. هدف از انجام این تحقیق مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم بدن در پایان راه رفتن ارادی، نیمه ارادی و غیرارادی در مردان جوان سالم بود.

روش شناسی

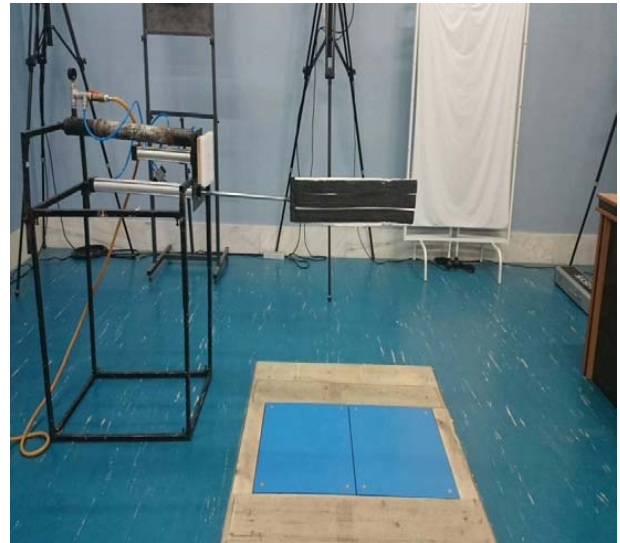
در این تحقیق نیمه تجربی ۱۲ مرد سالم با میانگین و انحراف استاندارد سن 26.08 ± 3.02 سال، جرم 81.16 ± 3.76 کیلوگرم و قد 178.25 ± 4.41 سانتی‌متر، به‌صورت نمونه‌گیری در دسترس شرکت کردند. آزمودنی‌ها فرم رضایتمندی آگاهانه شرکت در طرح را امضا نمودند. عدم وجود اختلاف طول اندام‌های تحتانی و آسیبی که منجر به عدم توانایی آزمودنی در انجام راه رفتن باشد، معیارهای

نحوه عملیاتی که یک فرد برای توقف استفاده می‌کند، باید در نظر گرفته شود (۱). به‌عنوان مثال در مطالعات آزمایشگاهی یک سیگنال خارجی یا یک محرک متوقف‌کننده ارائه می‌شود و پاسخ به این محرک و بعضی از متغیرهای راه رفتن بعد از ارائه محرک، بررسی می‌شوند (۱). برای پایان راه رفتن موفقیت‌آمیز، سه روش پیشنهاد شده است که بر اساس این روش‌ها الف) افزایش شتاب مرکز جرم کل بدن در پای عقب از طریق همکاری فلکسورها باید کاهش یابد (۴،۵)، ب) کاهش شتاب مرکز جرم کل بدن در پای جلو از طریق همکاری اکستنسورها باید افزایش یابد (۴،۵) و ج) انتقال آنی انرژی از طریق بلند شدن روی انگشتان (۴) یا یک انتقال آنی انرژی به صفحه دیگر حرکتی باید صورت گیرد (۶). عضلات همکار به‌وسیله سیستم عصبی مرکزی بکار گرفته می‌شوند تا حرکات پا را برای تغییر دادن مرکز فشار در زیر پا دست‌کاری کنند. مرکز فشار (Center of Pressure)، مرکز جرم (Center of Mass) را در پایان راه رفتن کنترل می‌کند و می‌تواند روی وضعیت مرکز جرم با سه روش (۱) تغییر در جابجایی پا مانند افزایش در طول گام، (۲) استراتژی‌های بارگذاری یا عدم بارگذاری اندام برای کنترل مرکز جرم و (۳) نهایتاً گردش مرکز فشار در داخل سطح تکیه‌گاه (Base of Support) و تأثیر روی وضعیت مرکز جرم، تأثیر بگذارد و به پایان راه رفتن موفقیت‌آمیز کمک نماید (۲). در پایان گام برداری حرکت مرکز فشار نسبت به حرکت مرکز جرم از امتیاز بیشتری برخوردار است و توانایی فراهم کردن یک نیروی ترمز را افزایش می‌دهد (۲).

تا به امروز بیشتر مطالعات انجام‌شده روی پایان راه رفتن بر الگوی ارادی حرکت تمرکز کرده‌اند. در حالی‌که در زندگی روزمره و مخصوصاً بعضی از فعالیت‌های ورزشی شرایطی وجود دارد که فرد باید به‌صورت ناگهانی توقف کند که در این موارد مطالعات محدودی وجود دارد. برخی از محققان، حرکات را به سه نوع ارادی، خودکار و غیرارادی تقسیم‌بندی کرده‌اند (۷،۸). آن‌ها حرکت ارادی (Voluntary Movement) را حرکتی تعریف کردند که بر اساس پاسخ به تحریک آغاز می‌شود که این تحریک ورودی‌اش درونی می‌باشد و با تصمیم فرد به‌صورت ابتکاری و خود آغاز شروع می‌شود. درحالی‌که اگر در پاسخ به نشانه یک سیگنال یا محرک حرکت شروع شود، از آن به‌عنوان حرکت نیمه ارادی (Semi Voluntary Movement) می‌توان نام برد. حرکت خودکار (Automatic Movement)، حرکتی است که در اغلب

مسیر گام برداری با سرعت طبیعی در شرایطی که هر پا در وسط یک صفحه نیروسنج قرار می‌گرفت، توقف می‌کرد. در الگوی نیمه ارادی به کار گرفته‌شده در این تحقیق، برای افزایش اطمینان و ارائه محرک در زمان مناسب، با توجه به سرعت راه رفتن آزمودنی نقطه‌ای که فرد ۷۵۰ هزارم ثانیه تا مرکز صفحه نیرو فاصله داشت ابتدا مشخص شده و سپس بلافاصله بعد از برخورد پاشنه پای پیشروی آزمودنی با صفحه‌ی نیروسنج، محرک ارائه‌شده و با قرارگیری پای دیگر در کنار آن آزمودنی روی صفحه‌های نیروسنج توقف می‌کرد (۴، ۱۲، ۱۳). در الگوی غیرارادی پایان راه رفتن از دستگاه محقق ساخته جهت توقف آزمودنی استفاده شد (شکل ۱). این دستگاه بعد از صفحات نیروسنج قرار گرفته بود و مانند الگوی نیمه ارادی در لحظه برخورد پاشنه پای پیشرو با صفحه نیروسنج فعال می‌شد. دستگاه از یک جک پنوماتیک ۴۰*۵۰۰ مدل جی‌سانگ ساخت کشور چین و مخزن باد ساخته‌شده که روی یک چهارپایه با ارتفاع یک متر قرار گرفته بود. طرز کار این دستگاه همانند گیت‌های کنترل‌کننده ورود و خروج افراد بوده که بعد از فعال شدن دستگاه، یک مانع به طول ۵۰ سانتی‌متر، برای توقف آزمودنی به جلوی آن آمده و فرد را مجبور به توقف روی صفحات نیروسنج می‌کرد. ذکر این نکته ضروری است که در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی، احتمال ارائه محرک ۶۰ درصد بود و محرک به‌صورت تصادفی ارائه می‌شد و بین هر ۵ کوشش به آزمودنی یک دقیقه استراحت داده می‌شد. از هر آزمودنی پنج کوشش از هر کدام از الگوهای مختلف پایان راه رفتن، با استفاده از سیستم آنالیز حرکت شش دوربین (مدل Motion Analysis ساخت کشور آمریکا) با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز و دو صفحه نیروسنج (مدل AMTI ساخت کشور آمریکا) با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز، جمع‌آوری و ذخیره شد.

پس از کامل شدن مراحل اجرای آزمون‌ها و انتخاب مناسب‌ترین کوشش هر آزمودنی، ابتدا با استفاده از روش تحلیل باقیمانده، فرکانس قطع برای داده‌های کینماتیک ۶ هرتز و برای داده‌های کینماتیک ۲۲ هرتز تعیین‌شده و سپس با استفاده از فیلتر پایین‌گذر مرتبه چهار باتروورث (Butterworth)، داده‌ها فیلتر شدند. مرکز جرم کل بدن با استفاده از روش قطعه‌ای و از طریق مدل کردن ۱۵ قطعه‌ای بدن (سر، سینه، لگن، ۳ قطعه هر دست و ۳ قطعه هر پا) و همچنین متغیرهای مربوط به داده‌های نیرو و مرکز فشار محاسبه شدند. از آنجایی‌که در این پژوهش از دو صفحه نیروسنج جهت



شکل ۱. دستگاه محقق ساخته جهت استفاده در پایان راه رفتن غیرارادی

ورود آزمودنی‌ها به تحقیق بودند. ابتدا شرایط انجام آزمون برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و خواسته شد حتی‌الامکان اجرای پایان راه رفتن خود را در حالت طبیعی انجام داده و از نگاه کردن به صفحه‌های نیروسنج خودداری کنند.

۳۵ مارکر منعکس‌کننده نور مادون قرمز با قطر ۱۲ میلی‌متر به نقاط آناتومیک آزمودنی (سر مفصل دومین استخوان کف‌پایی، قوزک خارجی، پاشنه، در سطح خارجی وسط ساق پا، کندیل خارجی ران، سطح خارجی وسط ران، برجستگی بزرگ ران، خار خارصه ای قدامی فوقانی و خار خارصه ای خلفی فوقانی، مهره‌های ۱۲ پستی و ۷ گردنی، وسط استخوان کتف راست، زائده نیزه‌ای جناغ، بریدگی دسته جناغ، ۴ مارکر روی سر، زائده آخرومی شانه، آرنج، زائده خارجی مچ دست و دومین مفصل استخوان کف‌دستی در هر دو طرف بدن) متصل شدند. آزمودنی از ابتدای یک مسیر پیاده‌روی به طول ۱۰ متر که دو صفحه نیرو به‌صورت پهلو‌به‌پهلو در کنار یکدیگر در انتهای این مسیر قرار گرفته بودند، چند بار می‌رفت و روی صفحه‌های نیروسنج متوقف می‌شد. بعد از انجام چند تکرار آزمایش محل شروع راه رفتن آزمودنی تعیین‌شده و آزمودنی از آن نقطه شروع به راه رفتن می‌کرد. به‌طورکلی آزمودنی‌ها در این تحقیق در سه روش ارادی، نیمه ارادی و غیرارادی با پاهای موازی مجبور به توقف شدند، که قبل از شروع تست‌گیری آزمودنی‌ها توجیه شدند که در تمام الگوهای توقف باید با پای موازی روی صفحات نیروسنج قرار بگیرند. در الگوی ارادی پایان راه رفتن، آزمودنی در

همچنین از آزمون آماری کلموگروف اسمیرنوف برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها و از آزمون آماری اندازه‌گیری مکرر برای مقایسه درون‌گروهی الگوهای مختلف پایان راه رفتن و آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه زوجی الگوها در سطح معناداری $p \leq 0.05$ استفاده شد.

نتایج

نتایج تحلیل واریانس متغیرهای وابسته نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت قدامی-خلفی نشان داد که اثر الگوهای مختلف پایان راه رفتن بر نیروی اوج اندام پیشرو، زمان رسیدن به اوج نیرو اندام پیشرو، میانگین نیرو اندام پیشرو و نیروی اوج اندام دنباله‌دار معنادار است ($p \leq 0.05$). آزمون‌های مقایسه زوجی بونفرونی ($p \leq 0.05$) نشان داد که نیروی

ثبت داده‌ها استفاده شد و هرکدام مختصات مرکز فشار جداگانه‌ای (مرکز فشار اندام پیشرو و مرکز فشار اندام دنباله‌رو) را ثبت کردند، جهت محاسبه جابجایی مرکز فشار برآیند در دو جهت قدامی-خلفی (فرمول ۱) و داخلی-خارجی (فرمول ۲)، از فرمول‌های زیر استفاده شد (۱۴):

$$\text{فرمول ۱: } \text{cpx} = \frac{X1Fz1 + X2Fz2}{Fz1 + Fz2}$$

$$\text{فرمول ۲: } \text{copy} = \frac{y1Fz1 + y2Fz2}{Fz1 + Fz2}$$

$X1, X2 =$ جابجایی قدامی-خلفی مرکز فشار صفحه نیروسنج شماره ۱ و ۲

$Y1, Y2 =$ جابجایی داخلی-خارجی مرکز فشار صفحه نیروسنج شماره ۱ و ۲

$Fz1, Fz2 =$ نیروی عمودی صفحه نیروسنج شماره ۱ و ۲ از میانگین و انحراف استاندارد برای وصف داده‌ها استفاده گردید.

جدول ۱.

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت قدامی-خلفی و نتایج آزمون اندازه‌گیری تکرارهای مکرر

نتایج تحلیل واریانس معناداری ($p \leq 0.05$)	F	میانگین و انحراف استاندارد			متغیر
		غیرارادی	نیمه ارادی	ارادی	
۰/۰۳	۵/۳۵	-۴۹/۲±۵/۸	-۵۰/۲±۹/۵۴	-۳۴±۶/۱۶	نیروی اوج (اندام پیشرو- $BW\%$) *
۰/۰۲	۶/۶	۱۹/۲±۶/۲۲	۱۴±۵/۲۴	۲۸±۱۰/۱۲	زمان رسیدن به اوج نیرو (اندام پیشرو- $GT\%$) *
۰/۰۱	۷/۵۹	-۲۲/۸±۴/۸۱	-۲۷/۸±۴/۳۲	-۱۷/۲±۵/۰۶	میانگین نیرو (اندام پیشرو- $BW\%$)
۰/۰۲	۵/۷۱	-۲۷/۴±۱۶/۲۸	-۱۲/۶±۷/۴۶	-۷±۲/۲۳	نیروی اوج (اندام دنباله‌رو- $BW\%$)
۰/۱۸	۲/۱۱	۶۸/۸±۲۰/۰۴	۵۳±۱۱/۱۵	۶۵/۴±۸/۵	زمان رسیدن به اوج نیرو (اندام دنباله‌رو- $GT\%$)
۰/۲	۱/۹۷	-۷/۶±۲/۹۶	-۶±۴/۳۵	-۳/۶±۲/۰۷	میانگین نیرو (اندام دنباله‌رو- $BW\%$)

* $BW\%$: درصدی از وزن بدن. ** $GT\%$: درصدی از چرخه پایان راه رفتن (از برخورد پاشنه اندام پیشرو تا صفر شدن سرعت مرکز جرم بدن).

جدول ۲.

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت عمودی و نتایج آزمون اندازه‌گیری تکرارهای مکرر

نتایج تحلیل واریانس معناداری ($p \leq 0.05$)	F	میانگین و انحراف استاندارد			متغیر
		غیرارادی	نیمه ارادی	ارادی	
۰/۵	۰/۷۵	۱۴۱/۶±۲۸/۳۱	۱۳۲/۶±۱۱/۴۳	۱۳۱/۸±۱۲/۳۳	نیروی اوج اول (اندام پیشرو- $BW\%$)
۰/۰۳	۵/۴۱	۹۹/۸±۱۵/۳	۱۱۷/۴±۱۰/۲۱	۹۰±۲۱/۵۹	نیروی عمق (اندام پیشرو- $BW\%$)
۰/۴۸	۰/۷۸	۱۲۳/۸±۱۸/۵۷	۱۳۴/۶±۳/۸۴	۱۲۰±۲۵/۹۶	نیروی اوج دوم (اندام پیشرو- $BW\%$)
۰/۸۳	۰/۱۸	۱۰۱/۸±۲۵/۵۷	۱۰۲/۸±۱۹/۲۶	۹۶±۲۲/۴۱	نیروی اوج (اندام دنباله‌رو- $BW\%$)
۰/۳۱	۱/۳۵	۹۰/۶±۷/۷۶	۸۵/۲±۱۲/۱۵	۸۲/۶±۱۰/۲۱	زمان رسیدن به اوج نیرو (اندام دنباله‌رو- $GT\%$)
۰/۱۴	۲/۵	۸۶±۲۳/۷۲	۸۲/۸±۲۷/۲۶	۶۳/۴±۲۹/۷۶	میانگین نیرو (اندام دنباله‌رو- $BW\%$)

الگوی ارادی پایان راه رفتن، مقادیر بالاتری را ثبت کردند (جدول ۲). همان‌گونه که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای وابسته تغییرات مرکز فشار پایان راه رفتن بیانگر آن است که در این متغیرها، تنها در متغیر جابجایی در جهت داخلی-خارجی مرکز فشار اندام پیشرو بین الگوهای مختلف پایان راه رفتن تفاوت معنادار وجود دارد ($p \leq 0/05$). آزمون‌های مقایسه زوجی بونفرونی ($p \leq 0/05$) نشان داد که جابجایی در جهت داخلی-خارجی مرکز فشار اندام پیشرو در الگوی ارادی در مقایسه با نیمه ارادی ($p = 0/02$) تفاوت معناداری با یکدیگر دارند و بین الگوی ارادی و غیرارادی و الگوی نیمه ارادی و غیرارادی در پایان راه رفتن این افراد، تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد؛ اما با توجه به مقادیر ثبت شده برای متغیرهای مرکز فشار، میانگین تمام متغیرها در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی نسبت به الگوی ارادی حرکت بالاتر می‌باشند. مقادیر متغیرهای مرکز جرم بدن نیز در جدول ۴ ارائه شده‌اند. این مقادیر نشان می‌دهند که جابجایی مرکز جرم در هر سه صفحه حرکتی در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی حرکت در مقایسه با الگوی ارادی، میانگین‌های بالاتری را ثبت کردند اما نتایج آزمون

اوج اندام پیشرو در الگوی ارادی در مقایسه با غیرارادی ($p = 0/05$)، زمان رسیدن به اوج نیرو اندام پیشرو در الگوی نیمه ارادی در مقایسه با غیرارادی ($p = 0/04$)، میانگین نیرو اندام پیشرو در الگوی ارادی در مقایسه با نیمه ارادی ($p = 0/00$) و نیروی اوج اندام دنباله‌رو در الگوی ارادی در مقایسه با غیرارادی ($p = 0/03$) تفاوت معناداری با یکدیگر دارند. ضمن آنکه مقادیر میانگین جدول مؤید آن بود که زمان رسیدن به اوج نیروها در الگوی نیمه ارادی زودتر اتفاق می‌افتد و مقادیر نیروها در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی در مقایسه با الگوی ارادی حرکت بالاتر می‌باشند (جدول ۱).

در مورد متغیرهای وابسته نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت عمودی، نتایج نشان داد که اثر الگوهای مختلف پایان راه رفتن بر نیروی عمق اندام پیشرو معنادار بوده و بین دیگر متغیرها تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p > 0/05$). آزمون‌های مقایسه زوجی بونفرونی ($p \leq 0/05$) نشان داد که نیروی عمق اندام پیشرو در الگوی ارادی در مقایسه با نیمه ارادی ($p = 0/05$) تفاوت معناداری با یکدیگر دارند و با توجه به میانگین متغیرها، همانند نیروهای قدامی-خلفی، نیروهای عمودی نیز در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی در مقایسه با

جدول ۳.

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تغییرات مرکز فشار و نتایج آزمون اندازه‌گیری تکرارهای مکرر

نتایج تحلیل واریانس	میانگین و انحراف استاندارد (سانتی‌متر)				جابجایی
	F	غیرارادی	نیمه ارادی	ارادی	
معناداری ($p \leq 0/05$)					
۰/۲۸	۱/۴۸	۲۰/۳±۲/۳۸	۱۹/۳۲±۲/۷۷	۱۶/۱۲±۴/۷۵	اندام پیشرو (قدامی-خلفی)
۰/۰۵	۴/۴۷	۲/۴۸±۰/۷۲	۵/۷۸±۲/۱۹	۲/۹۴±۰/۸۹	اندام پیشرو (داخلی-خارجی)
۰/۱۶	۲/۲۶	۱۰/۹±۵/۵۱	۱۰/۱۸±۷/۴۳	۵/۴۸±۱/۷۸	اندام دنباله‌رو (قدامی-خلفی)
۰/۲۹	۱/۴۱	۳/۷۸±۱/۰۸	۳/۵۴±۱/۷۱	۲/۵۲±۰/۳۲	اندام دنباله‌رو (داخلی-خارجی)
۰/۹۵	۰/۰۵	۵۰/۸۶±۱۳/۱۴	۵۰/۹±۷/۹۴	۳۵/۴۴±۴/۳۸	برآیند (قدامی-خلفی)
۰/۳۳	۱/۲۷	۵/۷۴±۱/۲۷	۵/۴۸±۱/۹۲	۴/۳۶±۰/۵۵	برآیند (داخلی-خارجی)

جدول ۴.

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تغییرات مرکز جرم بدن و نتایج آزمون اندازه‌گیری تکرارهای مکرر

نتایج تحلیل واریانس	میانگین و انحراف استاندارد (سانتی‌متر)				جابجایی
	F	غیرارادی	نیمه ارادی	ارادی	
معناداری ($p \leq 0/05$)					
۰/۰۶	۳/۸۷	۴۲/۸۲±۷/۰۲	۳۹/۶۲±۷/۴۲	۳۵/۲۴±۴/۱۱	قدامی-خلفی
۰/۱۴	۲/۴۸	۷/۲±۲/۲۵	۷/۶۸±۳/۲۴	۶/۰۴±۱/۱۵	داخلی-خارجی
۰/۰۰	۱۶/۶۷	۸/۴۶±۱/۸۶	۱۱/۲۴±۱/۱۷	۵/۸۸±۱/۲	عمودی

تا مرز تعیین شده، هردوی آزمودنی‌های جوان و سالمند، کمتر از ۳۰ درصد موفق به توقف قبل از آن مرز شدند، اما در زمان ۷۵۰ میلی‌ثانیه تا مرز، بیش از ۹۵ درصد موفق به توقف شدند. از آنجایی که در این مطالعه در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی، محرک تقریباً در نقطه‌ی ۷۵۰ هزارم ثانیه‌ای تا مرکز صفحات نیرو ارائه شد، بنابراین آزمودنی‌ها مجبور بودند که در این زمان محدود در مقایسه با الگوی ارادی حرکت که فرد از ابتدا از محل توقف باخبر بود، توقف کنند. همچنین Bishop و همکاران نشان دادند که استراتژی‌های پایان راه رفتن با توجه به سرعت راه رفتن و نحوه پایان راه رفتن (ارادی یا نیمه ارادی) و همچنین تأخیر ارائه محرک با توجه به چرخه گام برداری و یا احتمال ارائه محرک، متفاوت هستند (۹)، که نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق حاضر، همخوان می‌باشد. زمان رسیدن به اوج نیروها در جهت قدامی-خلفی اندام پیشرو در الگوی غیرارادی سریع‌تر نسبت به الگوی نیمه ارادی اتفاق افتاد که ممکن است دلیل آن، به تفاوت روش استفاده شده جهت توقف در این الگوها مربوط باشد. از آنجایی که در الگوی نیمه ارادی از محرک صوتی و در الگوی غیرارادی، مانعی برای توقف آزمودنی استفاده شد، می‌توان گفت که آزمودنی‌ها در الگوی غیرارادی و در مواجهه با مانع در مقایسه با محرک صوتی، عکس‌العمل سریع‌تری را نشان داده‌اند و با سرعت بالاتری برنامه حرکتی مربوط به پایان گام برداری را فراخوانی کرده‌اند.

نتایج تغییرات مرکز فشار نشان داد که جابجایی در همه متغیرهای مرکز فشار در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی حرکت در مقایسه با الگوی ارادی بیشتر می‌باشند اما فقط در متغیر جابجایی مرکز فشار اندام پیشرو در جهت داخلی-خارجی بین الگوی ارادی و نیمه ارادی، تفاوت معنی‌دار وجود دارد و در الگوی نیمه ارادی، میانگین تغییرات بیشتر بود. تغییرات مرکز فشار در نتیجه‌ی سینرژی عضلانی است که به‌وسیله سیستم عصبی مرکزی بکار گرفته می‌شود تا حرکت اندام‌ها را برای تغییر مرکز فشار زیر پا را دستکاری کند. در این زمینه، Jian و همکاران نشان دادند که مرکز فشار، مرکز جرم بدن را در پایان راه رفتن کنترل می‌کند. آن‌ها سه روش کنترل مرکز فشار بر مرکز جرم را بیان کردند. یکی از موارد آن‌ها گردش مرکز فشار داخل سطح حمایت می‌باشد که می‌تواند وضعیت مرکز جرم را تحت تأثیر قرار دهد و به پایان راه رفتن کمک کند (۲). از آنجایی که در توقف نیمه ارادی، آزمودنی زمان کمتری برای به صفر رساندن سرعت مرکز جرم در اختیار دارد، حرکت مرکز فشار در جهت کنترل حرکت مرکز جرم

آماری نشان داد که فقط در متغیر جابجایی مرکز جرم در جهت عمودی بین الگوهای مختلف پایان گام برداری تفاوت معنادار وجود دارد ($p \leq 0/05$). آزمون‌های مقایسه زوجی بونفرونی ($p \leq 0/05$) نشان داد که این تفاوت معنادار، بین الگوی ارادی و نیمه ارادی ($p = 0/01$)، می‌باشد و بین الگوی ارادی و غیرارادی و الگوی نیمه ارادی و غیرارادی، در هیچ‌کدام از دیگر متغیرها تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

بحث

هدف از انجام این تحقیق، مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم بدن در پایان راه رفتن ارادی، نیمه ارادی و غیرارادی مردان جوان سالم بود. با توجه به نتایج به‌دست آمده، میانگین نیروی قدامی-خلفی و نیروی عمق اندام پیشرو در الگوی نیمه ارادی و همچنین نیروی اوج قدامی-خلفی اندام پیشرو و دنباله‌رو در الگوی غیرارادی بیشتر از الگوی ارادی بود و بین این الگوها و در این متغیرها، تفاوت معنادار مشاهده شد. بیشتر بودن مقدار این متغیرها در الگوی نیمه ارادی و غیرارادی نسبت به ارادی ممکن است به نحوه پایان راه رفتن مربوط باشد. در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی در مقایسه با الگوی ارادی، فرد زمان کمتری را برای پایان راه رفتن در اختیار دارد. در این الگوها بلافاصله بعد از ارائه محرک فرد باید سرعت مرکز جرم خود را به صفر برساند که به همین دلیل مجبور است نیروهای ترمز در اندام پیشرو را افزایش دهد که این نتایج با نتایج Hase و Stein و Jaeger و Vanitchatchavan همسو می‌باشد (۴،۵). یکی از سه استراتژی که آنها برای پایان راه رفتن موفقیت‌آمیز اثبات کردند، افزایش نیروهای ترمز در پای پیشرو از طریق همکاری اکستنسورها برای کاهش شتاب مرکز جرم بود. همچنین Jian و همکاران (۱۹۹۳) اشاره کردند که تولید نیروهای پایدارکننده اندام نوسان و حمایت در طی توقف کردن سریع، خیلی بیشتر از راه رفتن معمولی است و بنابراین خیلی مهم می‌باشند (۲). در پژوهشی Cao و همکاران یک آزمایش برای نشان دادن میزان موفقیت در توقف کردن به‌عنوان یک تابع از زمان پاسخ در دسترس قبل از مرز تعریف شده برای توقف را انجام دادند (۱۳). آن‌ها در آزمایش خود یک مرز را تعیین کردند و محرکی را در زمان‌های مختلف قبل از رسیدن به آن مرز ارائه دادند. نتایج آن‌ها نشان داد که در زمان در دسترس ۴۵۰ میلی‌ثانیه

از افزایش نیروهای ترمز در اندام پیشرو، بلند شدن روی انگشتان پا، خم کردن تنه به جلو، حرکت دادن دست‌ها و افزایش جابجایی مرکز فشار به‌عنوان استراتژی‌هایی برای توقف سریع و کنترل حرکت مرکز جرم و جلوگیری از افتادن در پایان راه رفتن استفاده می‌کنند. علاوه بر این از آنجایی که مرکز فشار و مرکز جرم شاخص‌هایی برای سنجش تعادل می‌باشند، افزایش جابجایی این متغیرها در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی، می‌تواند نشانه‌ای از افزایش احتمال از دست دادن تعادل و در نتیجه چالش بیشتر برای سیستم کنترل پاسچر برای حفظ تعادل باشد. بنابراین احتمال افتادن یا برخورد منجر به آسیب در حال راه رفتن، موقعی که یک توقف غیرمنتظره و ناگهانی مورد نیاز باشد، افزایش می‌یابد و در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی نسبت به الگوی ارادی پایان گام برداری، به هماهنگی بیشتری بین سیستم عصبی-عضلانی نیاز است. همچنین با توجه به نبود تحقیقات داخلی در زمینه پایان راه رفتن، نتایج و اطلاعات پژوهش حاضر می‌تواند به‌عنوان اطلاعات پایه در زمینه پایان راه رفتن و انجام پژوهش‌های بیشتر در این حوزه و همچنین در زمینه تشخیص با گروه‌های غیرطبیعی در حوزه بالینی استفاده شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان «مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم بدن در شروع و پایان راه رفتن ارادی، نیمه ارادی و غیرارادی با اندام مسلط و غیر مسلط مردان جوان ورزشکار و غیر ورزشکار» در مقطع کارشناسی ارشد در سال ۹۳-۱۳۹۲ می‌باشد که با حمایت دانشگاه خوارزمی تهران و پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی اجرا شده است.

در این الگو نسبت به الگوی ارادی، بیشتر است و با توجه به اینکه حرکت مرکز فشار و مرکز جرم شاخص‌هایی برای سنجش تعادل می‌باشند (۱۵)، در نتیجه پایداری بدن در الگوی نیمه ارادی به خاطر جابجایی بیشتر مرکز فشار ممکن است به خطر بیفتد که این نتیجه با نتایج Jian و همکاران همخوان می‌باشد (۲). به نظر می‌رسد پایان راه رفتن به‌عنوان یک چالش بزرگ برای سیستم عصبی بدن به‌شمار برود؛ زیرا بدن باید به‌طور مؤثری از حالت دینامیک به استاتیک تغییر حالت دهد. در تغییر حالت به توقف کردن، مرکز جرم که ابتدا در بیرون سطح حمایت قرار گرفته بود، باید به‌وسیله کاهش دادن سرعت افقی به صفر و بدون عبور از مرزهای جانبی سطح حمایت، کنترل شود. نتایج مربوط به تغییرات مرکز جرم نیز نشان داد که جابجایی مرکز جرم در هر سه صفحه حرکتی در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی در مقایسه با الگوی ارادی پایان راه رفتن، بیشتر بود، اما تنها در متغیر جابجایی عمودی مرکز جرم، بین الگوی ارادی و نیمه ارادی تفاوت معنی‌دار وجود داشت. دلیل احتمالی افزایش جابجایی مرکز جرم مخصوصاً در جهت عمودی در الگوهای نیمه ارادی و غیرارادی، می‌تواند به الگویی مرتبط باشد که بعضی آزمودنی‌ها از آن برای توقف استفاده کردند و آن بلند شدن روی انگشتان پا و سپس تماس کامل پا با زمین و همچنین در بعضی از آنها خم کردن تنه به جلو و استفاده از حرکت دست‌ها بود. این نتیجه با نتایج O'Kane و همکاران و Jian و همکاران همسو می‌باشد (۲, ۶). O'Kane و همکاران نشان دادند که بارگیری اندام از طریق همکاری اکستنسورها می‌تواند جابجایی مرکز جرم را افزایش دهد و در نتیجه مقداری از انرژی جنبشی به انرژی پتانسیل تبدیل شود و یا گشتاور به یک صفحه دیگر منتقل شود (۶). بنابراین جابجایی عمودی بیشتر مرکز جرم در الگوی نیمه ارادی ممکن است به خاطر همین انتقال انرژی جنبشی به انرژی پتانسیل و انتقال گشتاور به صفحه‌ای دیگر مربوط باشد. کم بودن نسبی تعداد آزمودنی‌ها، عدم اطمینان از مطلوب بودن شرایط روحی آزمودنی‌ها، عدم اطمینان از مناسب بودن خواب و عدم خستگی آزمودنی‌ها در روز آزمون از جمله محدودیت‌های این تحقیق به‌شمار می‌روند.

نتیجه‌گیری نهایی

به‌طور کلی نتایج نشان داد که برای توقف‌های ناگهانی، آزمودنی‌ها

References

1. Sparrow W, Tirosh O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait Posture* 2005;22(4):362-71.
2. Jian Y, Winter D, Ishac M, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait Posture* 1993;1(1):9-22.
3. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009:291-93.
4. Hase K, Stein R. Analysis of rapid stopping during human walking. *J Neurophysiology* 1998;80(1):255-61.
5. Jaeger R, Vanitchatchavan P. Ground reaction forces during termination of human gait. *J Biomech* 1992;25(10):1233-6.
6. O'Kane FW, McGibbon CA, Krebs DE. Kinetic analysis of planned gait termination in healthy subjects and patients with balance disorders. *Gait Posture* 2003;17(2):170-9.
7. Shibasaki H. Cortical activities associated with voluntary movements and involuntary movements. *J Clin Neurophysiol* 2012;123(2):229-43.
8. Mousavi S KH, Sadeghi H, Tabatabai Ghomshe S F. Functional comparison between selected biomechanical parameter in voluntary and involuntary gait initiation in active male and female age 20-25 years. Master thesis. Kharazmi university of tehran. 1391:1-9. In Persian.
9. Bishop MD, Brunt D, Pathare N, Patel B. The interaction between leading and trailing limbs during stopping in humans. *J Neurosci Lett* 2002;323(1):1-4.
10. Bishop M, Brunt D, Pathare N, Patel B. The effect of velocity on the strategies used during gait termination. *Gait Posture* 2004;20(2):134-9.
11. Ridge ST, Henley J, Manal K, Miller F, Richards JG. Kinematic and kinetic analysis of planned and unplanned gait termination in children. *Gait Posture* 2013;37(2):178-82.
12. Bishop MD, Brunt D, Kukulka C, Tillman MD, Pathare N. Braking impulse and muscle activation during unplanned gait termination in human subjects with parkinsonism. *J Neurosci Lett* 2003;348(2):89-92.
13. Cao C, Ashton-Miller J, Schultz AB, Alexander NB. Effects of age, available response time and gender on ability to stop suddenly when walking. *Gait Posture* 1998;8(2):103-9.
14. Park S, Choi H, Ryu K, Kim S, Kim Y. Kinematics, kinetics and muscle activities of the lower extremity during the first four steps from gait initiation to the steady-state walking. *J Mech Sci and Tech* 2009;23(1):204-11.
15. Hsue B-J, Miller F, Su F-C. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait Posture* 2009;29(3):465-70.

Comparison of Ground Reaction Forces, Center of Pressure and Body Center of Mass Changes in the Voluntary, Semi-Voluntary and Involuntary Gait Termination in Healthy Young Men

Behrooz Teymourian¹,
Heydar Sadeghi^{1*},
Mohammad Shariat Zadeh
Joneydi³,

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of physical education and sport sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

2. Sport Sciences Research Institute of Iran, Tehran, Iran

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty of physical education and sport sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Tel: 09122453175
Email: sadeghih@yahoo.com

Abstract

Received: May 3, 2015 Accepted: July 6, 2015

Objective: The aim of this study was comparing the ground reaction forces, center of pressure and body center of mass changes in voluntary, semi-voluntary and involuntary gait termination in healthy young men.

Methods: In this study, 12 young men performed termination of gait in three different patterns. The variable of peak antero-posterior and vertical forces in two directions at both limbs, the time to reach peak and average forces in every limb in both directions, the center of pressure displacement of medio-lateral and antero-posterior direction for each limb and the net center of pressure and the displacement of the center of mass motion in all three motion plates were recorded using motion analysis system and force plate. The repeated measurements test was used to compare three patterns of gait termination at significance level of $p \leq 0.5$.

Results: The results showed a significant difference in variables of peak antero-posterior force, the time to reach peak antero-posterior force and mean antero-posterior forces of the leading limb, the peak antero-posterior force of the trailing limbs, the depth force of leading limbs, medio-lateral cop of leading limbs displacement and vertical displacement of the center of mass, among different patterns of gait termination.

Conclusion: While walking, the probability of a fall or collision damage, when a sudden or unexpected stop is required, increases. Therefore, more coordination between neuromuscular systems is required.

Keywords: Gait termination, Involuntary, Kinematic, Kinetic

آقای دکتر محمد شریعت‌زاده جنیدی استادیار فیزیولوژی ورزشی پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی می‌باشد. همچنین دارای مدرک کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی از دانشگاه تربیت معلم تهران (خوارزمی) می‌باشند. در حال حاضر مدیریت آزمایشگاه تخصصی پژوهشگاه تربیت بدنی را بر عهده دارند. زمینه‌های تحقیقاتی ایشان علم تمرین و تغذیه ورزشی، کینماتیک حرکتی مهارت‌های ورزشی می‌باشد.



پروفسور حیدر صادقی، در سال ۱۳۷۸ دکتری خود در رشته بیومکانیک را از دانشکده علوم حرکتی دانشگاه مونت‌رال دریافت کرد و در سال ۱۳۸۰ در دانشکده پزشکی همان دانشگاه دوره فوق دکتری را تکمیل نمود. ایشان در حال حاضر استاد تمام گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. ایشان دارای ۵۸ مقاله نمایه شده در مجلات انگلیسی زبان و ۹۴ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی می‌باشد. لازم به ذکر است ایشان انتشار ۱۸ جلد کتاب تألیفی و ترجمه‌ای را نیز در کارنامه خود دارند.



آقای بهروز تیموریان، دارای مدرک کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در سال ۱۳۹۳ از دانشگاه خوارزمی تهران است. زمینه تحقیقاتی مورد علاقه ایشان آنالیز راه رفتن، تعادل و کنترل پاسجر می‌باشد. ایشان دارای ۳ مقاله ارائه و چاپ شده در همایش‌ها و مجلات



داخلی است.